

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-24111

(P2000-24111A)

(43) 公開日 平成12年1月25日 (2000.1.25)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 M 16/08

識別記号

3 0 0

F I

A 6 1 M 16/08

テーマコード(参考)

3 0 0 A

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平10-197870

(22) 出願日 平成10年7月13日 (1998.7.13)

(71) 出願人 000200677

泉工医科工業株式会社

東京都文京区本郷3丁目23番13号

(71) 出願人 396020800

科学技術振興事業団

埼玉県川口市本町4丁目1番8号

(72) 発明者 井上 政昭

東京都文京区本郷3丁目23番13号 泉工医

科工業株式会社内

(74) 代理人 100064908

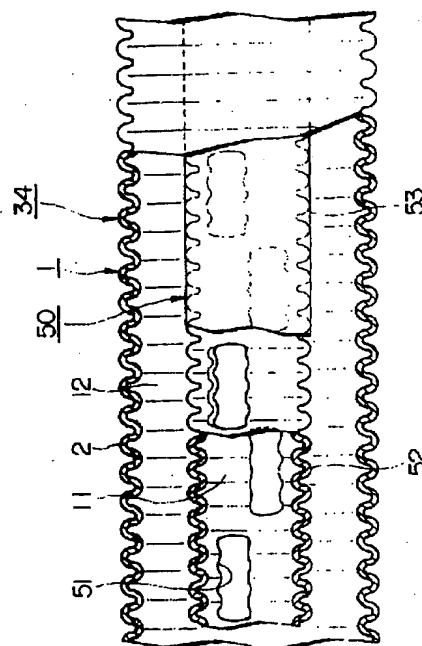
弁理士 志賀 正武 (外1名)

(54) 【発明の名称】 呼吸回路

(57) 【要約】

【課題】 吸気の加湿を可能とし、かつ楽に呼吸できるようにするとともに、呼気の残留、戻りが少ない呼吸回路の提供を課題とする。

【解決手段】 内管50は、その壁部に複数の貫通孔51を有する内管本体52を、水蒸気透過膜53で被覆した構成とした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 呼気管と吸気管のいずれか一方を外管とし他方を内管とする可撓性の二重管を備えた呼吸回路において、

前記内管は、少なくともその一部が、水蒸気透過膜で構成されていることを特徴とする呼吸回路。

【請求項2】 請求項1記載の呼吸回路において、前記内管は、その壁部に複数の貫通孔を有する内管本体を、前記水蒸気透過膜で被覆して構成されていることを特徴とする呼吸回路。

【請求項3】 請求項1記載の呼吸回路において、前記内管は、螺旋状に巻回された螺旋コイルを、前記水蒸気透過膜で被覆して構成されていることを特徴とする呼吸回路。

【請求項4】 請求項1から3のいずれかに記載の呼吸回路において、

前記内管と前記外管との間、または前記内管内に、吸気に対して攪拌効果をもたらす攪拌壁が設けられていることを特徴とする呼吸回路。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、麻酔ガス供給装置に代表される呼吸装置の呼吸回路に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 呼吸回路を備えた呼吸装置としては、従来から酸素供給装置を含む各種のものが使用されてきたが、その中でも代表的なものに麻酔ガス供給装置がある。以下、呼吸装置を、麻酔ガス供給装置を例にとって説明する。麻酔ガス供給装置は、麻酔ガスと酸素の混合ガス（以下、この混合ガスを麻酔ガスと称する）を人体に供給するものであり、通常、呼吸回路と麻酔ガス供給部とからなっている。

【0003】 まず、呼吸回路について、図8（特公昭57-35668で提供されたもの）を例として参照しながら説明する。この図に示す呼吸回路1は、いずれも可撓性を有する外管2および内管3からなる二重管34と、該二重管34を後述される麻酔ガス供給部20に接続する連結管4とから概略構成されている。内管3内には吸気を流す流路11が形成され、内管3と外管2との間隙には、呼気を流す流路12が形成されている。

【0004】 連結管4には、外管取付部6、内管取付部7、呼気側取付部8、吸気側取付部9が設けられている。外管取付部6には、継手10を介在させて外管2の一端が接続され、内管取付部7には、内管3の一端が接続され、呼気側取付部8には、後述される呼気管30が接続され、吸気側取付部9には、後述される吸気管29が接続されている。二重管34の、連結管4に接続された側と反対側の端部において、外管2の端部には呼吸気口5が装着され、該呼吸気口5内には内管3の端部が自由端として配置されている。また、呼吸気口5には、吸

気管29からの麻酔ガスを洩らさず患者に与えるための図示されないマスクが取り付けられている。

【0005】 次に、図9を参照しながら麻酔ガス供給部20について説明する。この図に示す麻酔ガス供給部20には、麻酔ガス発生部21と炭酸ガス吸収部22が備えられており、前記呼吸回路1を接続して使用されるようになっている。麻酔ガス発生部21には、麻酔ガスの供給口である吸気口23が設けられている。炭酸ガス吸収器22には、流入口24と流出口25とが設けられ、かつその内部に炭酸ガス吸収剤26が充填されている。流出口25と吸気口23との間は、連通管27で連結されている。

【0006】 吸気管29の一端は呼吸回路1の内管3に接続され、同他端は連通管27に接続されている。また、呼気管30は、その一端が呼吸器回路1の外管2に接続され、同他端は炭酸ガス吸収器22の流入口24に接続されている。そして、呼気管30の管路中には、呼吸補助用バッグ31が設けられており、ポップオフバルブ32から余剰ガスが排出されるようになっている。また、符号39は吸気弁、符号35は呼気弁であり、これら二つの弁の作用により、ガスの流れは図中の矢印の如く一方向に方向付けられるようになっている。

【0007】 上記構成の麻酔ガス供給装置を図示されない患者に使用方法について、以下に説明する。まず、前記マスクを患者に装着し、麻酔ガス発生部21からの麻酔ガスの供給を開始する。すると、この麻酔ガスは、連通管27、吸気管29、そして内管3を通して前記患者へと供給される。前記患者から出される呼気は、前記流路12、呼気管30を経た後、呼吸補助用バッグ31にためられ、ポップオフバルブ32よりその一部が排出され、さらに、炭酸ガス吸収器22において炭酸ガスが吸収される。このような経路を経て得られた麻酔ガスは、麻酔ガス発生部21から前記患者へ供給される麻酔ガスに混合され、再び前記患者へと送られる。

【0008】 このようにして前記患者は麻酔ガスの供給を受けるが、麻酔ガス発生部21から供給される麻酔ガスは湿度0%であるため、呼吸に適するように加湿すべく、図10に示す人工鼻40を、前記マスクと呼吸気口5との間に取り付けて使用することがある。この人工鼻40は、患者側接続部42aおよび回路側接続部42bと、これらの間に位置して加湿材43を内蔵する加湿部44とからなっている。加湿材43は、ポリプロピレン不織紙などによるもので、これを境とした通気を許し、患者側接続部42aから回路側接続部42bに向かう呼気中に含まれる水蒸気を結露させてここに蓄え、逆に回路側接続部42bから患者側接続部42aに向かう吸気に対しては、この水蒸気を吸気に加えて加湿する機能を有している。

【0009】 この人工鼻40により、前記患者からの呼気に含まれる水蒸気は、加湿材43に一時的に蓄えら

れ、この水蒸気は、前記患者が吸気する麻酔ガスを加湿する。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】ところで、この人工鼻40を備えた呼吸回路1は、以下のような問題を有している。すなわち、前記患者の呼気および吸気は、人工鼻40内の加湿材43を通す必要があるため、これが流路抵抗となって呼吸しにくいという問題を有している。また、人工鼻40において、加湿部44は膨らんだ流路形状を有しているため、この部分の容積はデッドスペースとなり、吸気の際にこの部分に残留した呼気をも吸ってしまい、呼吸効率が悪いという問題も有している。

【0011】本発明は、上記事情を鑑みてなされたものであって、下記をその目的としている。すなわち、患者が呼吸する際に、吸気に加湿を可能とし、かつ楽に呼吸できるようにするとともに、呼気の残留、戻りが少ない呼吸回路の提供を目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明の呼吸回路は、上記課題を解決するために以下の手段を採用した。すなわち、請求項1記載の呼吸回路は、呼吸管と吸気管のいずれか一方を外管とし他方を内管とする可撓性の二重管を備えた呼吸回路において、前記内管が、少なくともその一部が、水蒸気透過膜で構成されていることを特徴とする。上記請求項1記載の呼吸回路によれば、呼気中の水蒸気は、水蒸気透過膜を通過して吸気と混合し、吸気を加湿する。

【0013】請求項2記載の呼吸回路は、請求項1記載の呼吸回路において、前記内管が、その壁部に複数の貫通孔を有する内管本体を、前記水蒸気透過膜で被覆して構成されていることを特徴とする。上記請求項2記載の呼吸回路によれば、呼気中に含まれる水蒸気は、水蒸気透過膜と貫通孔とを通過して吸気と混合し、吸気を加湿する。

【0014】請求項3記載の呼吸回路は、請求項1記載の呼吸回路において、前記内管が、螺旋状に巻回された螺旋コイルを、前記水蒸気透過膜で被覆して構成されていることを特徴とする。上記請求項3記載の呼吸回路によれば、呼気中に含まれる水蒸気は、水蒸気透過膜の全面において、該水蒸気透過膜を通過して吸気と混合し、吸気を加湿する。

【0015】請求項4記載の呼吸回路は、請求項1から3のいずれかに記載の呼吸回路において、前記内管と前記外管との間、または前記内管内に、吸気に対して攪拌効果をもたらす攪拌壁が設けられていることを特徴とする。上記請求項4記載の呼吸回路によれば、吸気と水蒸気とは、攪拌壁に当たることで互いに混合し、吸気が効率良く加湿される。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1の実施の形態

について、図1を参照しながら以下に説明する。なお、本発明は従来品に比較して特に前記内管3の構造が変わっているため、これを中心に説明する。図1において、従来例で説明した図8のものと同一構成要素には同一符号を付し、その説明を省略する。また、本実施の形態においても従来例と同様に、本発明を麻酔ガス供給装置に適用した場合を例にとって説明する。図1に示すように、内管50は、その壁部に複数の貫通孔51を有する内管本体52を、水蒸気透過膜53で被覆したもので構成されている。この水蒸気透過膜53は、図2に示す分子構造を有するNafion（デュボン社登録商標）の薄膜フィルムであり、呼気中に含まれる水蒸気の通過は許すが、その他の気体成分の通過は阻止するという特性を有している。

【0017】この内管50を有する呼吸回路1によれば、患者が呼吸する際に、外管2と内管50との間の流路12を流れる呼気中に含まれる水蒸気は、水蒸気透過膜53、そして貫通孔51を経て内管本体52内に至り、該内管本体52内の流路11を流れる吸気である麻酔ガスと混合し、該麻酔ガスを加湿する。したがって、外管2および内管50内の各流路12、11を塞ぐ加湿用の部材を使用せずに呼気を加湿できるので、流路抵抗を抑えて楽な呼吸を可能とする。また、内管50は、膨らみのない形状とされているので、呼気の溜まりと戻りをなくすることが可能となる。

【0018】次に、図3を参照して第2の実施の形態について説明する。この実施の形態においては、従来例に比較して、内管の構造が特に変わっているため、この点について説明する。図3において、従来例の図8で示したものと同一構成要素には同一符号を付し、その説明を省略する。本実施の形態においても、本発明を麻酔ガス供給装置に適用した場合の例として説明する。図3に示す内管54は、螺旋状に巻回された金属製の螺旋コイル55を、前記水蒸気透過膜53で被覆した構成とされている。

【0019】この内管54を備えた呼吸回路1によれば、患者が呼吸する際に、呼気中に含まれる水蒸気は、水蒸気透過膜53を通過した後、内管54内の流路11を流れる吸気である麻酔ガスと混合し、該麻酔ガスを加湿する。この実施の形態においても、第1の実施の形態と同様の効果が得られる上に、前記貫通孔51を有する内管本体52に比較して、水蒸気が通過できる面積が広いので、より効率よく吸気を加湿することが可能となる。

【0020】次に、図4を参照して第3の実施の形態について説明する。図4に示すように、この実施の形態は、第1の実施の形態で説明した内管50内の流路11に、吸気である麻酔ガスに対して攪拌効果をもたらす攪拌壁56を設けたものである。図5に示すように、この攪拌壁56は、螺旋形状を有する複数の羽根57を、そ

の螺旋の向きが一定間隔をおいて逆向きとなるように交互につなげた形状を有する樹脂成型品である。

【0021】この攪拌壁56を備えた内管50を有する呼吸回路1によれば、流路11内を流れる水蒸気と麻酔ガスは、攪拌壁56に当たることで互いに混合し、麻酔ガスが効率良く加湿される。このとき、攪拌壁56を内蔵したことで流路11内の流路抵抗は増加するが、この分の圧力損失は、前記麻酔ガス発生部21における麻酔ガスの供給圧を上げることで賄われている。

【0022】図6に、この攪拌壁56の有無による、呼吸から吸気への水蒸気移動量に対する効果を実験で確認したグラフを例示する。このグラフの横軸は時間(分)を示し、縦軸は呼吸から吸気へ移動した水蒸気量を示すものである。この実験では、内管50は内径12mm、全長120cmの形状のものを使用し、この中に、全長17cmの攪拌壁56を3本直列に挿入して行った。吸気流量は7.5リットル/min、吸気温度は20℃であった。符号60の線は攪拌壁56を入れない場合の結果であり、符号61の線は攪拌壁56を入れた場合の結果を示している。この図から読みとれるように、攪拌壁56を入れることで、水蒸気移動量の向上が得られるようになる。この実施の形態においても、第1の実施の形態と同様の効果が得られる上に、攪拌壁56を設けたことで、麻酔ガスと水蒸気とが互いによく混合するので、麻酔ガスをより効率良く加湿することが可能となる。

【0023】なお、上記第1から第3の実施の形態において、各内管50、54は単管としたが、例えば図7に示すように、前記Nafionでつくられた細管57を複数本設けてこれらの端部58、59を束ねて、水蒸気が通過する面積を広くしてより高い加湿能力が得られるようにしても良い。また、上記第1から第3の実施の形態において、流路11に吸気を通し、流路12に呼気を流す構成としたが、逆に、流路11に呼気を通し、流路12に吸気を流す構成としても良い。また、上記第1から第3の実施の形態において、呼吸回路1は、麻酔ガス供給装置に使用した場合を例に説明したが、人工呼吸器等その他の呼吸関連装置に適用しても良い。また、上記第1から第3の実施の形態において、水蒸気透過膜53はNafionとしたが、水蒸気のみを通し、その他の通過を阻止する特性を有する材質のもので有れば良く、Nafionに限定するものではない。また、上記第2の実施例において、螺旋コイル57は金属製としたが、

これに限らず樹脂製としても良い。

【0024】

【発明の効果】本発明によれば、外管および内管内の各流路を塞ぐ加湿用の部材を使用せずに吸気を加湿できるので、流路抵抗を抑えて楽な呼吸を得ることが可能となる。また、内管および外管は、膨らみのない形状であるので、呼気の淀みと戻りをなくすることが可能となる。また、内管として螺旋状に巻回された螺旋コイルを使用することで、水蒸気が通過できる面積を広くして、より効率よく加湿することも可能となる。また、吸気管流路内に攪拌壁を設けることで、麻酔ガスと水蒸気とが互いに良く混合し、吸気をより効率良く加湿することも可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施の形態を示す図であって、二重管の断面図である。

【図2】 Nafionの分子構造を示す図である。

【図3】 本発明の第2の実施の形態を示す図であって、内管の側面図である。

【図4】 本発明の第3の実施の形態を示す図であって、内管の側面図である。

【図5】 同内管内の攪拌壁の斜視図である。

【図6】 攪拌壁の有無による効果を示すグラフである。

【図7】 複数の内管を設けた場合の例を示す図である。

【図8】 従来の呼吸回路を示す図であって断面図である。

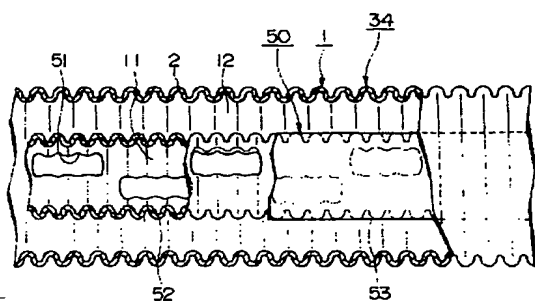
【図9】 従来の呼吸回路を用いた麻酔装置を示す図である。

【図10】 従来の呼吸回路に装着される人工鼻を示す図であって、断面図である。

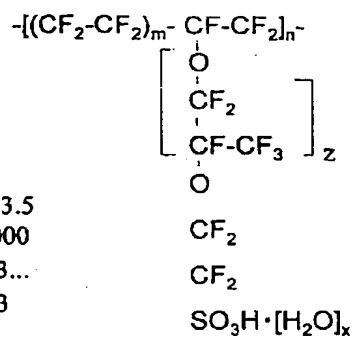
【符号の説明】

- 1・・・呼吸回路
- 2・・・外管
- 34・・・二重管
- 50・・・内管
- 51・・・貫通孔
- 52・・・内管本体
- 53・・・水蒸気透過膜
- 55・・・螺旋コイル
- 56・・・攪拌壁

【図1】

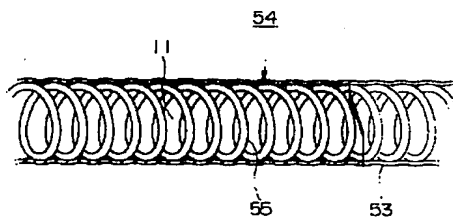


【図2】

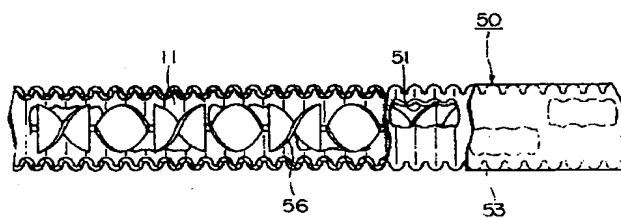


$m=5 \sim 13.5$
 $n \approx 1,000$
 $z=1, 2, 3 \dots$
 $x=1 \sim 13$

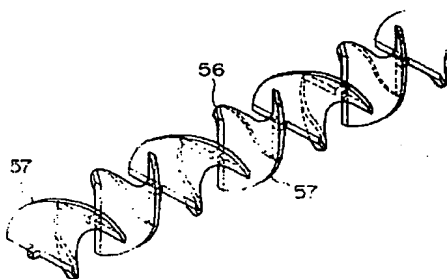
【図3】



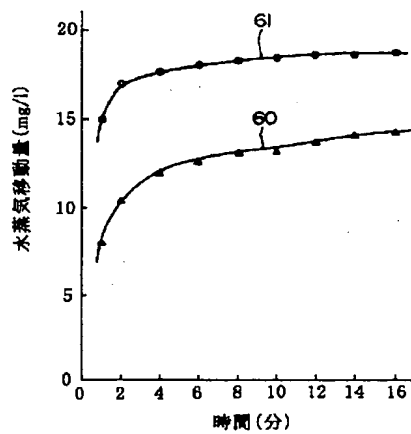
【図4】



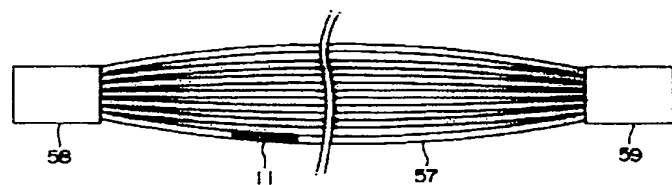
【図5】



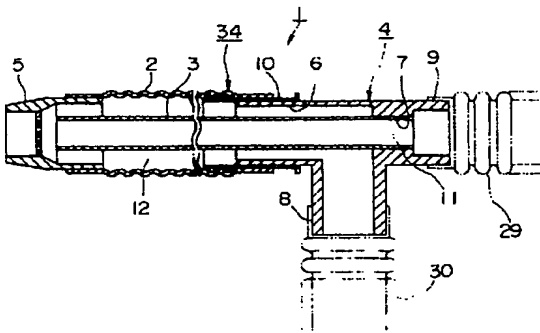
【図6】



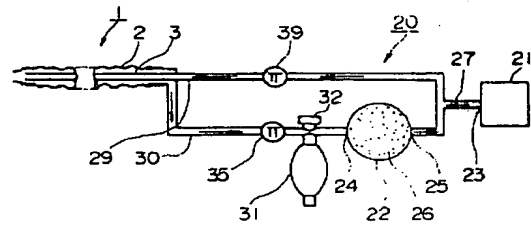
【図7】



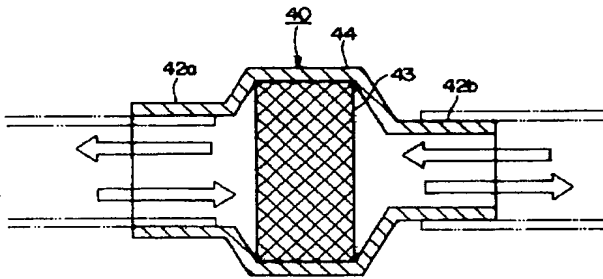
【図8】



【図9】



【図10】



(54) [Title of the Invention] Respiratory Circuit

(57) [Abstract]

{Purpose] To provide a respiratory circuit that enables humidifying of inhalation and facilitates breathing when a patient breathes, and has less residue and return of exhalation.

[Constitution] An inner tube 50 comprises an inner tube body 52 having a plurality of through holes 51 in the wall thereof, coated with a vapor permeable film 53.

[Claims]

[Claim 1] A respiratory circuit having a flexible double tube, with one of an exhalation tube and an inhalation tube being used as an outer tube and the other used as an inner tube, wherein

at least a part of said inner tube comprises a vapor permeable film.

[Claim 2] A respiratory circuit according to claim 1, wherein

said inner tube is formed such that an inner tube body having a plurality of through holes in a wall thereof is coated with said vapor permeable film.

[Claim 3] A respiratory circuit according to claim 1, wherein

said inner tube is formed by coating a spiral coil wound helically, with said vapor permeable film.

[Claim 4] A respiratory circuit according to any one of claims 1 to 3, wherein

a stirring wall which gives a stirring effect to the inhalation is provided between said inner tube and said outer tube, or in said inner tube.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Field of Application]

The present invention relates to a respiratory circuit of a respirator represented by an anesthetic gas feeder.

[0002]

[Prior Art]

Various kinds of respirators including oxyecoa supply equipment have heretofore been used as a respirator incorporating a respiratory circuit, and the anesthetic gas feeder is a representative one of these. The anesthetic gas feeder will be described below as an example of the respirator. The anesthetic gas feeder is for supplying a mixed gas of an anesthetic gas and oxygen (hereunder this mixed gas is referred to as the anesthetic gas) to a human body, and usually comprises a respiratory circuit and an anesthetic gas feed section.

[0003]

At first, the respiratory circuit will be described, with reference to FIG. 8

(proposed in Japanese Examined Patent Publication No. Sho 57-35668) as an example. A respiratory circuit 1 shown in this figure is schematically formed of a double tube 34 comprising an outer tube 2 and an inner tube 3, each having flexibility, and an interconnecting tube 4 which connects the double tube 34 with an anesthetic gas feed section 20 described later. A passage 11 for allowing inhalation to flow is formed in the inner tube 3, and a passage 12 for allowing exhalation to flow is formed between the inner tube 3 and the outer tube 2.

[0004]

The interconnecting tube 4 is provided with an outer-tube attaching portion 6, an inner-tube attaching portion 7, an exhalation side attaching portion 8 and an inhalation side attaching portion 9. One end of the outer tube 2 is connected to the outer-tube attaching portion 6 via a joint 10, one end of the inner tube 3 is connected to the inner-tube attaching portion 7, an exhalation tube 30 described later is connected to the exhalation side attaching portion 8, and an inhalation tube 29 described later is connected to the inhalation side attaching portion 9. At an end of the double tube 34 opposite to the side connected to the interconnecting tube 4, the end of the outer tube 2 is equipped with a respiratory air port 5, and the end of the inner tube 3 is arranged in the respiratory air port 5 as a free end. To the respiratory air port 5 is fitted a mask (not shown) for providing the anesthetic gas from an inlet pipe 29 to a patient without waste.

[0005]

The anesthetic gas feeder section 20 will be described below with reference to FIG. 9. The anesthetic gas feeder section 20 shown in this figure is provided with an anesthetic gas generation section 21 and a carbon dioxide absorbing section 22, so as to be connected with the respiratory circuit 1 and used. The anesthetic gas generation section 21 is provided with an inlet port 23. The carbon dioxide absorbing section 22 is provided with an inflow port 24 and an outflow port 25, and a carbon dioxide absorbent 26 is filled therein. The outflow port 25 and the inlet port 23 are connected by a communicating tube 27.

[0006]

One end of the inlet pipe 29 is connected to the inner tube 3 of the respiratory circuit 1, and the other end thereof is connected to the communicating tube 27. The

exhalation tube 30 is connected to the outer tube 2 in the respiratory circuit 1 at one end, and the other end thereof is connected to the inflow port 24 of the carbon dioxide absorbing section 22. An exhalation assisting bag 31 is provided in the duct of the exhalation tube 30, so that excess gas is discharged from a pop-off valve 32. Moreover, reference symbol 39 denotes an inhalation valve, and 35 denotes an exhalation valve, and the flow of the gas is oriented in one direction as shown by the arrow in the figure, due to the action of these two valves.

[0007]

The method for using the anesthetic gas feeder having the above configuration for a patient (not shown) will be described below. At first, the mask is attached to the patient, to start to supply an anesthetic gas from the anesthetic gas generating section 21. The anesthetic gas is then supplied to the patient through the communicating tube 27, the inhalation tube 29, and the inner tube 3. The exhalation discharged from the patient passes through the passage 12 and the exhalation tube 30, is accumulated in the exhalation assisting bag 31, and a part thereof is discharged from the pop-off valve 32, and carbon dioxide is absorbed by the carbon dioxide absorber 22. The anesthetic gas obtained through such a route is mixed with the anesthetic gas supplied from the anesthetic gas generating section 21 to the patient, and fed again to the patient.

[0008]

The patient is supplied with the anesthetic gas in this manner. However, since the anesthetic gas supplied from the anesthetic gas generating section 21 has 0% humidity, an artificial nose 40 shown in FIG. 10 may be attached between the mask and the respiratory air port 5 and used for humidifying the anesthetic gas so that it becomes suitable for respiration. This artificial nose 40 comprises a patient side connecting section 42a, a circuit side connecting section 42b, and a humidifying section 44 located between these and having a built-in humidifying material 43. The humidifying material 43 is made of polypropylene nonwoven fabric or the like, and has a function of allowing aeration of air bordering on this humidifying material 43, allowing vapor contained in the exhalation directed from the patient side connecting section 42a toward the circuit side connecting section 42b to be condensed and accumulated herein, and humidifying the inhalation directed from the circuit side connecting section 42b toward the patient side

connecting section 42a by adding the vapor to the inhalation.

[0009]

The vapor contained in the exhalation from the patient is temporarily accumulated in the humidifying material 43 by the artificial nose 40, and the vapor is used for humidifying the anesthetic gas inhaled by the patient.

[0010]

[Problems that the Invention is to Solve]

The respiratory circuit 1 having the artificial nose 40 has such problems as described below. That is, the exhalation and inhalation of the patient need to pass through the humidifying material 43 in the artificial nose 40, and this causes resistance in the passage, thereby causing a problem in that respiration becomes difficult. Moreover, since the artificial nose 40 has an enlarged passage shape, the volume in this portion becomes a dead space, and at the time of inhalation, exhalation remaining in this portion is also inhaled, causing a problem in that respiratory efficiency is deteriorated.

[0011]

In view of the above situation, it is an object of the present invention to provide a respiratory circuit that enables humidifying of the inhalation and facilitates breathing when the patient breathes, and has less residue and return of exhalation.

[0012]

[Means of Solving the Problems]

The respiratory circuit of the present invention adopts the means described below in order to solve the above problems. That is to say, a respiratory circuit according to claim 1 is a respiratory circuit having a flexible double tube, with one of an exhalation tube and an inhalation tube being used as an outer tube and the other used as an inner tube, wherein at least a part of the inner tube comprises a vapor permeable film. According to the respiratory circuit according to claim 1, the vapor in the exhalation permeates through the vapor permeable film and is mixed with the inhalation, to thereby humidify the inhalation.

[0013]

A respiratory circuit according to claim 2 is a respiratory circuit according to claim 1, wherein the inner tube is formed such that an inner tube body having a plurality

of through holes in a wall thereof is coated with the vapor permeable film. According to the respiratory circuit according to claim 2, the vapor contained in the exhalation permeates through the vapor permeable film and is mixed with the inhalation, to thereby humidify the inhalation.

[0014]

A respiratory circuit according to claim 3 is a respiratory circuit according to claim 1, wherein the inner tube is formed by coating a spiral coil wound helically, with the vapor permeable film. According to the respiratory circuit according to claim 3, the vapor contained in the exhalation permeates through the vapor permeable film and is mixed with the inhalation, to thereby humidify the inhalation, on the whole surface of the vapor permeable film.

[0015]

A respiratory circuit according to claim 4 is a respiratory circuit according to any one of claims 1 to 3, wherein a stirring wall which gives a stirring effect to the inhalation is provided between the inner tube and the outer tube, or in the inner tube. According to the respiratory circuit according to claim 4, the inhalation and the vapor strike the stirring wall and are mixed with each other, to thereby humidify the inhalation efficiently.

[0016]

[Embodiments of the Invention]

A first embodiment of the present invention will be described below with reference to FIG. 1. Since the structure of the inner tube 3 of the present invention is changed as compared with that of the conventional example, explanation is given mainly for this part. In FIG. 1, the same reference symbols are given to the same constituents as those shown in FIG. 8 described relating to the conventional example, and the description thereof is omitted. Also in this embodiment, explanation is given for the case where the present invention is applied to an anesthetic gas feeder, as in the conventional example. As shown in FIG. 1, an inner tube 50 comprises an inner tube body 52 having a plurality of through holes 51 in the wall thereof, coated with a vapor permeable film 53. This vapor permeable film 53 is a thin film of Nafion (registered trademark of Du Pont) having a molecular structure shown in FIG. 2, which allows passage of vapor contained in the exhalation, but prevents passage of other gas components.

[0017]

According to the respiratory circuit 1 having this inner tube 50, when a patient breathes, the vapor contained in the exhalation flowing in the passage 12 between the outer tube 2 and the inner tube 50 passes through the vapor permeable film 53 and the through holes 51, reaches the inner tube body 52, and is mixed with the anesthetic gas, being inhalation flowing through the passage 11 within the inner tube body 52, to thereby humidify the anesthetic gas. Therefore, since the exhalation can be humidified without using a humidifying member, which blocks the respective passages 11 and 12 in the outer tube 2 and the inner tube 50, the resistance in the passage can be suppressed, facilitating breathing. Moreover, since the inner tube 50 has a non-enlarged shape, stagnation and return of exhalation can be eliminated.

[0018]

A second embodiment will be described with reference to FIG. 3. In this embodiment, since the structure of the inner tube is particularly changed as compared with the conventional example, this point will be described. In FIG. 3, the same constituents as those of the conventional example shown in FIG. 8 are denoted by the same reference symbols, and the description thereof is omitted. Also in this embodiment, explanation is given for the case where the present invention is applied to an anesthetic gas feeder, as in the conventional example. An inner tube 54 shown in FIG. 3 has a configuration such that a metal spiral coil 55 wound helically is coated with the vapor permeable film 53.

[0019]

According to the respiratory circuit 1 having this inner tube 54, when a patient breathes, the vapor contained in the exhalation passes through the vapor permeable film 53 and is mixed with the anesthetic gas, being inhalation flowing through the passage 11 within the inner tube body 52, to thereby humidify the anesthetic gas. Also in this embodiment, the same effect as that of the first embodiment can be obtained. Moreover, since the area through which the vapor can pass is wide, as compared with the inner tube body 52 having the through holes 51, inhalation can be humidified more efficiently.

[0020]

A third embodiment will be described with reference to FIG. 4. As shown in

FIG. 4, in this embodiment, a stirring wall 56 which provides a stirring effect to the anesthetic gas, being the inhalation, is provided in the passage 11 within the inner tube 50 described in the first embodiment. As shown in FIG. 5, this stirring wall 56 is a resin molded article having a shape such that a plurality of blades 57 having a spiral shape are alternatively connected so that the direction of spiral becomes opposite with a certain interval.

[0021]

According to the respiratory circuit 1 having the inner tube 50 comprising the stirring wall 56, the vapor and the anesthetic gas flowing in the passage 11 strike the stirring wall 56 to be mixed with each other; thereby the anesthetic gas can be humidified efficiently. At this time, since the stirring wall 56 is built therein, the resistance in the passage 11 increases, but a pressure loss due to this resistance increase is compensated by raising the supply pressure of the anesthetic gas in the anesthetic generating section 21.

[0022]

FIG. 6 shows a graph for confirming by experiment the effect due to the existence of the stirring wall 56 with respect to the vapor shift quantity from exhalation to inhalation. The X axis in this graph indicates time (minutes), and the Y axis indicates vapor quantity shifted from exhalation to inhalation. In this experiment, an inner tube having an inner diameter of 12 mm and a total length of 120 cm was used for the inner tube 50, and three stirring walls 56 having a total length of 17 cm were inserted therein in series. The inhalation flow rate was 7.5 liters/min, and inhalation temperature was 20°C. The line denoted by reference symbol 60 shows the result when the stirring walls 56 were not inserted, and the line denoted by reference symbol 61 shows the result when the stirring walls 56 were inserted. As is seen from this figure, by inserting the stirring walls 56, the shift quantity of the vapor can be improved. Also in this embodiment, the same effect as that of the first embodiment can be obtained, and further, since the stirring walls 56 are provided, the anesthetic gas and the vapor are mixed well, and the anesthetic gas can be humidified more efficiently.

[0023]

In the first to third embodiments, a single tube is used for the inner tube 50 and the outer tube 54, but for example as shown in FIG. 7, a plurality of fine tubes 57 made of

Nafion may be provided, and the ends 58, 59 thereof may be bundled to enlarge the area through which the vapor passes, to thereby obtain higher humidifying capacity.

Moreover, in the first to third embodiments, inhalation is allowed to pass through the passage 11, and exhalation is allowed to pass through the passage 12, but on the contrary, exhalation may be allowed to pass through the passage 11, and inhalation may be allowed to pass through the passage 12. In the first to third embodiments, explanation is given of a case where the respiratory circuit 1 is used for the anesthetic gas feeder, but the respiratory circuit 1 is also applicable to other respiration-related apparatus such as a respirator. Furthermore, in the first to third embodiments, the vapor permeable film 53 is made of Nafion, but the material is not limited to Nafion, and any material having a property of allowing only vapor to pass through, and preventing others from passing through can be used. In the second embodiment, the spiral coil 57 is made of metal, but the material is not limited thereto, and may be made of resin.

[0024]

[Effect of the Invention]

According to the present invention, since inhalation can be humidified without using a humidifying member which blocks the respective passages in the outer tube and the inner tube, the resistance in the passage is suppressed, thereby facilitating respiration. Moreover, since the inner tube and the outer tube have a non-enlarged shape, stagnation and return of exhalation can be eliminated. By using a spiral coil wound helically for the inner tube, the area through which the vapor passes can be enlarged, to thereby humidify the inhalation more efficiently. Furthermore, by providing the stirring wall in the passage in the inhalation tube, the anesthetic gas and the vapor are mixed well, and as a result, the inhalation can be humidified more efficiently.

[Brief Description of the Drawings]

FIG. 1 is a cross section of a double tube showing a first embodiment of the present invention.

FIG. 2 is a diagram showing the molecular structure of Nafion.

FIG. 3 is a side view of an inner tube showing a second embodiment of the present invention.

FIG. 4 is a side view of an inner tube showing a third embodiment of the present

invention.

FIG. 5 is a perspective view of stirring walls in the inner tube.

FIG. 6 is a graph showing the effect of the existence of the stirring walls.

FIG. 7 is a diagram showing an example in which a plurality of inner tubes is provided.

FIG. 8 is a cross section showing a conventional respiratory circuit.

FIG. 9 is a diagram showing an anesthesia apparatus using the conventional respiratory circuit.

FIG. 10 is a cross section showing an artificial nose attached to the conventional respiratory circuit.

[Explanation of Reference Symbols]

1	Respiratory circuit
2	Outer tube
34	Double tube
50	Inner tube
51	Through hole
52	Inner tube body
53	Vapor permeable film
55	Spiral coil
56	Stirring wall

FIG. 6

Vapor shift quantity (mg/l)

Time (min)